

УДК 612.82.014

*Г. А. КОЛОТЕНКО*, канд. техн. наук, *Т. И. АХМЕДОВ*, канд. мед. наук

**«БИСЕКЦИОННЫЙ» КИБЕРНЕТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ИЕРАРХИЧЕСКИХ СИСТЕМ СИНХРОННЫХ СВЯЗЕЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА**

---

Саморегуляция психофизиологических функций операторов АСУ ТП при реализации суггестий создает на фоне флуктуирующих маловыраженных биоэлектрических всплесков вероятный уровень импульсного возбуждения, формируя доминанту иерархических систем головного мозга. Появляется возможность корригирования целостного мозга на психофизиологическом уровне [1]. Это доказано А. Т. Филатовым. Вариантность систем и подсистем пространственно-временных связей головного мозга приводит к тому, что очевидные доминанты систем таких связей целостного мозга переходят в область скрытых доминант. Скрытые подсистемы связей могут возводиться в ранг очевидных доминант, организуя относительно устойчивую архитектонику взаимозависимых и взаимообусловленных систем синхронных пространственно-временных связей головного мозга.

Системы разнообразных пространственно-временных синхронных и асинхронных связей каждого последующего момента «впитывают» системы иерархических пространственно-временных связей ряда предыдущих моментов. В любых случаях остаются «следовые» явления доминантных систем и подсистем пространственно-временных связей головного мозга. Последние даже по прошествию длительного времени, после того, как приемы реализации саморегуляции психофизиологическими функциями «полустерты», в определенной ситуации условий «зарегулированы». Объясняется это тем, что состояние множеств и подмножеств систем и подсистем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга, вызванные суггестиями, оказываются «запечатленными» в памяти пространственно-временных отношений церебральных систем и структур как «оттиски» систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга пережитых патологических состояний.

Цель статьи — выявление каузальности единства противоречий иерархических систем пространственно-временных связей головного мозга методом «бисекции».

В основе единства противоречий иерархических систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга лежит силовое противодействие доминантных центров — своеобразных инертных и экзальтированных «узлов» системы импульсного возбуждения целостного мозга, представляющих относительно замкнутые микробiosферы энергетических импульсирующих полей. Биоэлектрическая активность целостного мозга входит составной частью в эту сферу энергетических преобразований и отображает ход событий по одной из сторон в биологически отягощенной форме.

Инертные центры доминант удерживают, затормаживают, консервируют системы импульсного возбуждения в данных зонах мозга. Доминантные центры экзальтации устремляют системы импульсного возбуждения к вероятности и с этой стороны противодействуют изменению систем связей мозга. Инертные центры доминант импульсного возбуждения целостного мозга образуют оригинальные «пространственно-временные пустоты».

Мозаика инертных и экзальтированных центров систем импульсного возбуждения меняется в зависимости от векторной направленности силовых «энергетических» полей, возникающих под волнообразным давлением слитно-тонизирующего действия ретикулярной формации ствола мозга. Аккумулирующие возможности последней обусловлены афферентным возбуждением, являясь противовесом возможному воздействию со стороны внешних полей, в частности, электромагнитных и обуславливая ускоряющую или замедляющую инерционность. Крайняя инерционность одного из противодействий приводит либо к относительному сохранению устойчивости доминанты множества систем синхронных и асинхронных связей головного мозга либо к «вырасту» на основе флук-

тирующей, скрытой — последующей очевидной доминанты связей.

Таким образом, каузальность изменений архитектоник доминантных систем и подсистем пространственно-временных связей головного мозга в трансформации интегративных соотношений доминантных центров в сфере импульсного возбуждения и во взаимодействии едино-противоречивых сфер импульсного и электротонического возбуждений, полезна при уточнении объективного диагноза и является предпосылкой для коррегирования агрегатированными устройствами автоматизированных систем управления.

При кибернетическом определении каузальности иерархических систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга могут быть использованы элементы алгебры логики, в частности, построенные по принципу дифференциальных усилителей, при помощи которых проще всего раскрывается сущность «бисекционного анализа».

Известно, если полусхемы дифференциального усилителя идентичны, то при поступлении на входы двух ЭЭГ колебаний  $x_1 = x_2$  на выходах будут сигналы  $y_1 = y_2$ . Если  $x_1 \neq x_2$ , то  $y_1 \neq y_2$ . Когда  $x_1 > x_2$ , то  $y_1 > y_2$ , а, следовательно,  $\Delta x = x_1 - x_2$  и  $\Delta y = y_1 - y_2$ . Если схема на транзисторах, то разностный сигнал  $\Delta x$  ЭЭГ колебаний  $x_1$  и  $x_2$  вызывает неравенство коллекторных потенциалов  $u_{T_1}$ ,  $u_{T_2}$ . На резисторе  $R_l$ , включенном в ветвь, соединяющей выходы  $y_1$ ,  $y_2$ , возникает падение напряжения  $u_l$ . Изменение  $\Delta y$  вызывает либо увеличение, либо уменьшение потенциала  $u_l$ , что эквивалентно увеличению или уменьшению номинала величины резистора  $R_l$ .

Представим балластный мост, в одном из плечей которого включен резистор  $R_l$ , а в диагональ компенсационного моста — чувствительный гальванометр. Поступление синхронных потенциалов головного мозга равной амплитуды вызывает отклонение гальванометра. Поступление на входы  $x_1$ ,  $x_2$  разной амплитуды приводит к появлению  $\Delta U_l$ , что равносильно изменению величины резистора  $R_l$ . Это отклонение регистрирует гальванометр, например, чувствительный логометр. Разностные потенциалы (ЭЭГ волны) по аналогии с терминологией импульсной электроники можно условно назвать парафазными или дифференциальными.

Допустим, вместо транзисторов  $T_1$ ,  $T_2$ , образующих дифференциальный усилитель, включены логические элементы «И», например, транзисторные сборки на пять входов. Тогда при поступлении потенциалов от пяти зон регистрации целостного мозга, естественно, при превышении или равенстве уровня анализа, равного порогу срабатывания логических элементов «И», логически умноженный сигнал «И1», больший по амплитуде, чем «И2», приведет к разности серии синхронных потенциалов кибернетически анализируемых зон головного мозга. Тем самым доказано, что одномоментная экзальтация одной из систем пространственно-временных синхронных связей головного мозга больше другой. Если входы транзисторных сборок, образующих полусхемы дифференциального усилителя, соединить в соответствующей варибельности,

скомпоновав серии модифицированных диффузилителей, то после ранжирования можно идентифицировать разнообразие доминант. Если же схемы таких дифференциальных усилителей собрать соответственно на  $n-p-n$  и  $p-n-p$  транзисторных сборках, то можно отобразить разнообразие доминантных систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга положительной и отрицательной полярности.

Если вместо логических элементов «И» в полусхемы дифференциального усилителя включить логические элементы «ИЛИ» и вместо компенсационного моста использовать микровольтметр, параллельно включенный резистору  $R_i$ , да кроме того включить логический элемент так, чтобы транзистор  $T_i$  образовывал с каждым транзисторным элементом «ИЛИ» усилитель постоянного тока с непосредственными связями, а  $T_{i+1}$  — аналогично с элементом «ИЛИ2», то возможно автоматическое объединение доминантных синхронных и асинхронных потенциалов головного мозга положительной и отрицательной полярности во всем пространственно-временном разнообразии. В таком случае переменные пространственно-временные организации потенциалов отображаются в форме парафазных сигналов, представляющих доминантность разностью между двумя системами связей, например,  $n-2$  входов логического элемента «ИЛИ1» и  $n-3$  «ИЛИ2», либо  $n$  «ИЛИ1» и  $n-4$  «ИЛИ2».

В качестве недостатка проанализированных электронных схем отметим, что они не идентифицируют зоны, где доминируют системы импульсного возбуждения целостного мозга, что решалось дополнительными техсредствами. Положительный эффект состоит в том, что методические приемы кибернетического анализа иерархических систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга автоматически моделируются при помощи специализированных схем дифференциальных усилителей.

Разработка метода «бисекционного» анализа на базе симметричных логических схем позволяет упростить методы кибернетического анализа систем пространственно-временных связей головного мозга, каузальность изменения которых во времени и пространстве функционально зависит от доминантных соотношений возбуждения и торможения разнообразных форм целостного мозга. Теорема «бисекционного» анализа [2], делящая схемы на симметричные части, позволяет условно подразделить множества иерархических систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга на симметричные и асимметричные. Это доказываемое эффектом, получаемым при помощи специализированных диффузилителей. Тогда, если системы пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга, характеризующиеся соответственно логически умноженным или логически сложенным сигналом, равны в обоих полусхемах (плечах) диффузилителя, т. е.  $y_{1i} = y_{2i}$ , то такие системы и подсистемы симметричны. Если же  $y_{1i} \neq y_{2i}$ , то формируются асимметричные системы и подсистемы пространственно-временных

связей головного мозга, хотя сами электронные схемы в обоих случаях могут быть образованы из симметричных частей [3], которые, как видно, минимизируют модельное представление биоэлектрической активности головного мозга.

При изменении центра тяжести доминантных систем импульсного и электротонического возбуждения, ярко выраженного при экстремальных состояниях, согласно «бисекционному» системно-кибернетическому анализу, в пространстве и времени перемещаются центры тяжести симметрично-асимметричных систем и подсистем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга, образуя в целом симметричную или асимметричную картину пространственно-временных межцентральных отношений церебральных систем и структур. В результате положение массы целостного мозга непрерывно и импульсно меняется в пространстве и времени, как следствие принятого при моделировании положения теории относительности о том, что биоэлектрическая энергия есть отражение действия массы целостного мозга. Последняя изменяется дискретно и аналогово при иссечении биоэнергии в форме биоэлектрической активности, суперпозиции с внешними полями и поглощении ими.

Головной мозг, моделируемый как своеобразный «диполь» инертных (тормозных) и активных (экзальтированных) зон формирующих структуру доминантных систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга, обладает двухсторонней проводимостью, проницаемой при определенных условиях в одних зонах, непроницаемой в тех же зонах при других условиях, характеризуемых иссечением или поглощением электромагнитной энергии, что, в частности, свидетельствует об односторонней, «вентильной» направленности векторов биоэлектрических полей головного мозга. В любом варьируемом представлении биоэлектрических процессов отмечается универсализм и пластичность приспособляемости поведения целостного организма. В этом ключ к кибернетическому коррегированию множеством иерархических систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга, в частности, операторов АСУ.

Для кибернетического анализа систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга иерархических структур с трехзначной ситуацией по методу «бисекции» могут быть использованы элементы трехзначной логики [4]. В качестве логических элементов в этом случае целесообразно использовать феррит-транзисторные ячейки. При этом производится прошивка ферритовых сердечников в разных направлениях. Реализация бионических устройств по схемам троично-пороговой логики экономичней двухзначной, так как меньше потребление мощности питания.

Применяя символику пороговой логики, выражение зависимости, реализуемой элементами запрета, можно описать формулой:

$$f(x, y) \approx \text{sign}^b(x - y),$$

где  $x$  и  $y$  — переменные, соответствующие запрещающему биосигналу,  $\text{sign}^+$  — символический знак, смысл которого определяется соотношением:

$$\text{sign}^+(u) \approx \begin{cases} 1, & \text{если } u \geq 1, \\ 0, & \text{если } u < 0. \end{cases}$$

Способ моделирования доминантных систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга в бионическом аспекте такого случая заключается в том, что веса входов пороговых элементов и величины порогов срабатывания могут быть положительными, отрицательными и нулевыми. Интерпретируется принцип взаимной компенсации двух равных, по модулю, но противоположных по полярности систем третьей.

Если трехзначная переменная  $x$  характеризует варианты ЭЭГ колебаний, организующих пространственно-временную архитектуру в области регистрации, то, обозначив положительные ЭЭГ волны  $x^+ = \text{sign}^+(x)$  отрицательной полярностью  $x^- = \text{sign}^-(x)$ , получим: система пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга, сформированная из  $x^+$  ЭЭГ колебаний, равна логической единице «1», трехзначная переменная электромагнитного элемента принимает «1»; система пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга, отображающая ЭЭГ колебания отрицательной полярности  $x^-$ , равна логической единице тогда, когда трехзначная переменная  $x$  принимает значение 1. В остальных случаях ЭЭГ колебания  $x^+$ ,  $x^-$  принимают значения логического нуля.

В некоторых узлах бионического медприбора может быть принята двухпроводная система кодирования, например, в передачах трехзначных ЭЭГ волн. Тогда в первом проводе передача закодированного биосигнала, сопоставленная  $x=1$ , соответствует  $x^+=1$ , а передача биосигнала по второму проводу, сопоставленная ситуации  $x=1$ , соответствует  $x^-=1$ . Сигнал, кодируемый нулем трехзначной логики, отображает ситуацию систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга, равную логической единице 1 тогда, когда переменная  $x$  принимает значение логического нуля, соответствующего отсутствию биосигналов. При этом в обоих проводах двухпроводной системы происходит отображение ЭЭГ колебаний разной полярности. Трехзначная переключательная функция произвольной формы  $f(x_1, x_2, x_3, \dots, x_n)$  трехзначных ЭЭГ переменных  $x_1, x_2, \dots, x_n$  реализуется в виде двух двухзначных переключательных функций  $f^+, f^-$ , каждая из которых образована от  $2n$  двухзначных переменных  $x_1^+, x_1^-, x_2^+, x_2^-, \dots, x_n^+, x_n^-$ . Тогда операция инверсии трехзначной переменной сводится к перестановке индексов полярности.

Как видно, «трехзначная» гомоморфная модель множества дифференцируемых доминантных систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга позволяет

минимизировать исходную систему ЭЭГ колебаний, конкретизировать изменения пространственно-временных межцентральных отношений церебральных систем и структур, выявить дополнительные возможности для верификации и непротиворечивости выводов, создает дополнительные возможности для приедения в соответствие моделируемой подсистемы связей с системой целостного организма. Моделирование целостного мозга в теоретическом плане позволяет объяснить широкий круг вопросов организации пространственно-временных связей головного мозга в норме и при различных экстремальных состояниях патологии и, естественно, представляет технический интерес с точки зрения формирования бионического формализованного языка, адекватного для описания сложных автоматических устройств, комплексов и систем.

Идентификация системы ЭЭГ волн переводит качественно-визуальное электрофизиологическое описание в количественно-информационные сообщения. Широкое внедрение в клиническую и экспериментальную медицину ЭЭГ методов объективной дифференциальной диагностики в значительной мере ограничивается отсутствием достаточно простых электромедицинских приборов для автоматического анализа переменных пространственно-временных организаций потенциалов головного мозга. Целесообразно пользоваться критериями оптимальности, основанными на вычислении доверительных интервалов и весовом смещении систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга, так как они согласуются с теорией конечных автоматов.

Полученные результаты свидетельствуют об эвристической ценности разработанной гомоморфной модели и об эмпирической валидности примененных методов кибернетического анализа множества доминантных систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга. Моделирование множества иерархических систем пространственно-временных связей головного мозга дает возможность использовать предложенные методы в прогнозируемом лечении, при дифференциации первичных симптомов от вторичных дислокационных и общемозговых с учетом индивидуальных свойств биоэлектрической активности головного мозга в зависимости от топологии процесса, его характера и особенностей клинических проявлений.

**Список литературы:** 1. Колотенко Г. А. Нейрокибернетическая модель синхронных потенциалов человека в период самовнушения состояния успокоения//Биологическая и медицинская кибернетика. Ч. 3. М.; Л., 1974. С. 94—98. 2. *Middlebrook R. D. Differential Amplifiers.* John Wiley and sons, Inc. New York, 1963. P. 34—44. 3. Линн Д., Мейер Ч., Гамильтон Д. Анализ и расчет интегральных схем. Ч. 2. М., 1969. С. 252. 4. Брусенцов Н. П. Пороговая реализация трехзначной логики электромагнитными средствами//Вычислительная техника и вопросы кибернетики. М., 1972. Вып. 9. С. 3—35.

*Поступила в редколлегию 14.05.86*